



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110227209 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 24

(21) 申请号 201910167538.4

(22) 申请日 2019.03.06

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 110227209 A

(43) 申请公布日 2019.09.13

(30) 优先权数据  
15/913483 2018.03.06 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司  
地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 E.沙米洛夫 V.鲁宾斯坦恩  
S.埃利亚胡

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001  
专利代理师 徐予红 张金金

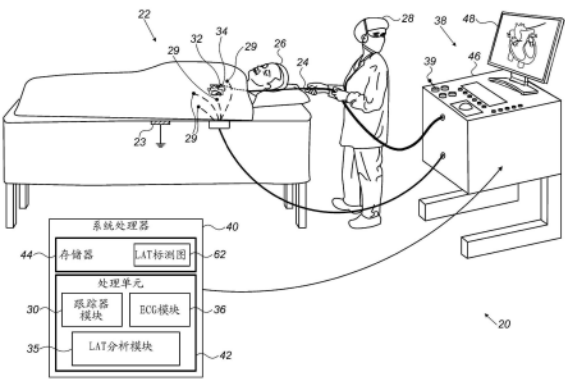
(51) Int.Cl.  
A61N 1/362 (2006.01)  
G06T 19/00 (2011.01)

(56) 对比文件  
US 2014022250 A1,2014.01.23  
US 5722416 A,1998.03.03  
US 2016058520 A1,2016.03.03  
审查员 于海侠

权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称  
用于心律失常建模的心脏起搏模拟

(57) 摘要  
本发明公开了一种心脏模拟方法,所述方法包括在存储器中存储患者心脏的至少部分壁组织的测量的电生理(EP)标测图。基于所存储的EP标测图,在处理器中计算响应于计算机模拟起搏的模拟电活动,所述模拟电活动模拟响应于实际起搏将跨患者心脏壁组织发生的实际电活动。基于在处理器中计算的模拟电活动,识别并向用户指示怀疑为心律失常起源的心脏壁组织上的一个或多个候选位置。



1. 一种心脏模拟方法,所述方法包括:

在存储器中存储患者的心脏的至少部分壁组织的测量的电生理标测图;

在处理器中仅使用来自所述测量的电生理标测图的真实传播数据来计算从所述测量的电生理标测图上的潜在心律失常的一个或多个候选位置的模拟的电活动的传播,所述模拟的电活动的传播模拟响应于实际起搏将跨所述患者的所述心脏的所述壁组织发生的实际电活动;以及

基于在所述处理器中计算的所述模拟的电活动的传播来识别并向用户指示怀疑为心律失常起源的所述心脏的所述壁组织上的一个或多个候选位置。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中存储所述电生理标测图包括存储局部激活时间标测图、电压标测图和经调整的局部激活时间标测图中的一者或多者,并且其中所述一个或多个位置包括所述电生理标测图上的电解剖位置。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中识别所述一个或多个候选位置包括将模拟的电活动与在所述患者的所述心脏中采集且表现出所述心律失常的所述实际电活动进行比较,以及寻找在所述模拟的电活动和所述实际电活动之间产生最佳拟合的所述候选位置。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中寻找所述最佳拟合包括在所述模拟的电活动和所述实际电活动之间寻找最佳时间拟合。

5. 根据权利要求1所述的方法,并且包括为所述一个或多个候选位置指定相应等级,所述等级量化所述候选位置为所述心律失常源的可能性。

6. 根据权利要求5所述的方法,并且包括将指定给所述一个或多个候选位置的所述等级呈现给用户。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中呈现所述等级包括用指定给所述一个或多个候选位置的所述等级来更新所述电生理标测图。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中识别所述一个或多个候选位置包括经由用户界面接收指示所述一个或多个候选位置的用户输入。

9. 一种心脏起搏模拟器,包括:

存储器,所述存储器被配置成存储患者的心脏的至少部分壁组织的测量的电生理标测图;和

处理器,所述处理器被配置成:

仅使用来自所述测量的电生理标测图的真实传播数据来计算从所述测量的电生理标测图上的潜在心律失常的一个或多个候选位置的模拟的电活动的传播,所述模拟的电活动的传播模拟响应于实际起搏将跨所述患者的所述心脏的所述壁组织发生的实际电活动;以及

基于在所述处理器中计算的所述模拟的电活动的传播来识别并向用户指示怀疑为心律失常起源的所述心脏的所述壁组织上的一个或多个候选位置。

10. 根据权利要求9所述的模拟器,其中所存储的电生理标测图包括局部激活时间标测图、电压标测图和经调整的局部激活时间标测图中的一者或多者,并且其中所述一个或多个位置包括所述电生理标测图上的电解剖位置。

11. 根据权利要求9所述的模拟器,其中所述处理器被配置成通过将模拟的电活动与在所述患者心脏中采集且表现出所述心律失常的所述实际电活动进行比较,以及寻找在所述

模拟的电活动和所述实际电活动之间产生最佳拟合的所述候选位置,来识别所述一个或多个候选位置。

12.根据权利要求11所述的模拟器,其中所述处理器被配置成通过在模拟的电活动和所述实际电活动之间寻找最佳时间拟合来寻找所述最佳拟合。

13.根据权利要求9所述的模拟器,其中所述处理器被配置成为所述一个或多个候选位置指定相应等级,所述等级量化所述候选位置为所述心律失常源的可能性。

14.根据权利要求13所述的模拟器,其中所述处理器还被配置成将指定给所述一个或多个候选位置的所述等级呈现给用户。

15.根据权利要求14所述的模拟器,其中所述处理器被配置成通过用指定给所述一个或多个候选位置的所述等级更新所述电生理标测图来呈现所述等级。

16.根据权利要求9所述的模拟器,并且包括被配置成接收指示所述一个或多个候选位置的用户输入的用户接口。

## 用于心律失常建模的心脏起搏模拟

### 技术领域

[0001] 本发明整体涉及医学模拟,并且具体地涉及心脏电生理活动的模拟。

### 背景技术

[0002] 心脏规程经常采用技术来分离心脏组织中心律失常的潜在来源。例如,美国专利 5,722,416 描述了用于分析身体组织中的生物电势形态学的系统和方法。所述系统和方法使用身体组织中已知原因的生物电势事件的模板。该模板包括生物电势随时间变化的曲线图。所述系统和方法将该模板与身体组织中外部触发的生物电势事件的样本进行比较。该样本包括生物电势随时间变化的曲线图。所述系统和方法基于所述比较来生成输出。所述系统和方法可用于将已知诊断的心脏事件的特定事件模板与起搏心脏事件的样本进行比较。比较结果产生匹配因子,以指示输入样本与输入模板的相似程度。所述系统和方法将匹配因子与预定值进行比较,以确定用于消融的潜在合适的位点。指示样本与模板之间紧密相似度的匹配因子提示,起搏位点紧靠潜在适合消融以用于治疗心律失常的区域。

[0003] 又如,美国专利 5,041,973 描述了心脏标测系统模拟器,所述心脏标测系统模拟器包括用于模拟心跳的电信号传播的微处理器(在微处理器在心脏表面上移动时)。生成模拟电生理波形的一系列脉冲,以形成描述心脏活动的二维标测图。所述一系列脉冲根据预定模式生成,并被施加到心脏标测系统或电生理学实验室设备的输入,以便评估心脏标测系统或电生理学实验室设备在用于患者之前的操作条件。

[0004] 美国专利申请公布 2015/0371437 描述了一种在各种起搏条件下用于介入计划的心脏变化的可视化的系统和方法,并且公开了指导。基于患者的医学图像数据生成特定患者解剖心脏模型。基于特定患者解剖心脏模型生成特定患者的心脏功能计算模型。使用特定患者的心脏功能计算模型在特定患者解剖心脏模型上的多个位置中的每一个处执行虚拟介入,以计算由在多个位置中的每一个处执行的虚拟介入所产生的一个或多个心脏参数。生成一个或多个结果图,以在特定患者解剖心脏模型上的多个位置中的每一个处使得自在特定患者解剖心脏模型上的那个位点处执行的虚拟介入的一个或多个心脏参数的最优值可视化。

### 发明内容

[0005] 本发明的实施方案提供了一种医疗方法,所述医疗方法包括在存储器中存储患者心脏的至少部分壁组织的测量的电生理(EP)标测图。基于所存储的 EP 标测图,在处理器中计算响应于计算机模拟起搏的模拟电活动,所述模拟电活动模拟响应于实际起搏将跨患者心脏壁组织发生的实际电活动。基于在处理器中计算的模拟电活动,识别并向用户指示怀疑为心律失常起源的心脏壁组织上的一个或多个候选位置。

[0006] 在一些实施方案中,该方法包括存储局部激活时间(LAT)标测图、电压标测图和经调整的 LAT 标测图中的一者或多者,并且其中所述一个或多个位置包括 EP 标测图上的电解剖位置。

[0007] 在一些实施方案中,该方法包括通过将模拟电活动与实际电活动(所述实际电活动在患者心脏中采集且表现出心律失常)进行比较,以及寻找在模拟电活动和实际电活动之间产生最佳拟合的候选位置,来识别一个或多个候选位置。

[0008] 在一个实施方案中,该方法包括寻找模拟电活动和实际电活动之间的最佳时间配合。

[0009] 在另一个实施方案中,该方法还包括为所述一个或多个候选位置指定相应等级,所述等级量化候选位置为心律失常源的可能性。

[0010] 在一些实施方案中,该方法还包括将指定给一个或多个候选位置的所述等级呈现给用户。

[0011] 在一些实施方案中,该方法包括利用指定给一个或多个候选位置的等级更新EP标测图。

[0012] 在一个实施方案中,该方法包括经由用户界面接收指示用户输入的一个或多个候选位置。

[0013] 根据本发明的实施方案,另外提供了包括存储器和处理器的起搏模拟器。所述存储器被配置成存储患者心脏的至少部分壁组织的测量的电生理(EP)标测图。处理器被配置成基于所存储的EP标测图,计算响应于计算机模拟起搏的模拟电活动,所述模拟电活动模拟响应于实际起搏将跨患者心脏壁组织发生的实际电活动。处理器还被配置成基于在处理器中计算的模拟电活动,识别并向用户指示怀疑为心律失常起源的心脏壁组织上的一个或多个候选位置。

[0014] 结合附图,通过以下对本发明的实施方案的详细描述,将更全面地理解本公开,其中:

## 附图说明

[0015] 图1为根据本发明的实施方案的心脏3D导航和电生理信号分析系统的示意性图解;

[0016] 图2为根据本发明的实施方案的心脏局部激活时间(LAT)标测图的示意性图解;并且

[0017] 图3为根据本发明的实施方案示意性地示出了通过模拟在LAT标测图上识别可发生心律失常的位置的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0018] 概述

[0019] 本文所述的本发明的实施方案提供了心脏模拟器和模拟方法,以用于识别、估计和对心脏表面上心律失常可起源的位置进行分级。

[0020] 被定义为正常心率和/或节奏的变化的心脏心律失常,可属于若干类别。一个类别的特征在于形成增强的或异常的脉冲(来自心脏组织处异常灶点活动的位置)。另一类别的特征在于心脏表面上的各种可能位置处的导电扰动。

[0021] 寻找心律失常起源的位置的一种可能方法是用电信号刺激患者心脏表面上的选定位置,以尝试产生与该患者预先记录的心律失常相匹配的实际心律失常。匹配的质量可

以考虑下述因素,例如在系统上测量的形态、序列和相关的时间间隔。下面的假设是,例如通过施加消融来治疗此类位置很可能减少或消除所考虑的心律失常。上述的侵入式诊断规程称为“起搏”,而比较的过程称为“起搏标测”。起搏通常为冗长的过程,因为它通常必须在心脏中的多个位置上手动重复。

[0022] 在本发明的一些实施方案中,上述起搏规程被计算机化模拟替代,本文也称为“虚拟起搏”。在一些实施方案中,心脏模拟器包括处理器,所述处理器存储患者心脏表面的至少一部分的预先采集的电生理标测图。此类电生理标测图的一个示例在本文中称为局部激活时间 (LAT) 标测图。LAT 标测图表征启动的电信号 (电势) 的时间依赖性传播,所述启动的电信号流过组成心脏的心肌和结缔组织,如下文进一步解释。

[0023] LAT 标测图的变体也在本发明的一些实施方案中使用,并且在本文之后命名为“经调整的 LAT 标测图”。经调整的 LAT 标测图是被优化以增加一致性的 LAT 标测图,如授予本专利申请的受让人的美国专利 9,050,011 和美国专利申请公布 2017/0281031 中所述,其公开内容均以引用方式并入本文。此类电生理标测图的另一个示例在本文中被称作电压标测图,其中每个电解剖位置的电压被记录并翻译成颜色编码的标测图,以识别病变组织、健康组织和疤痕的区域。在一个实施方案中,仅使用 LAT 标测图来执行模拟起搏的计算,而不使用任何其他类型的标测图。在一些实施方案中,用于虚拟起搏的候选源位置也可使用电压标测图来限定。例如,良好的候选者为疤痕或峡部区域的边界区。

[0024] 在本发明的另一个实施方案中,可使用一个或多个 LAT 标测图。例如,在窦性节律期间构建的一个 LAT 标测图和在一些心律失常期间或起搏期间构建的另一个 LAT 标测图。

[0025] 为了识别心律失常可起源的位置,处理器使用来自电压标测图和经调整的 LAT 标测图的另外的输入从 LAT 标测图上的一个或多个候选位置模拟电活动的传播。处理器在下文称为“模拟起搏”的过程中模拟此类活动。在 LAT 和/或经调整的 LAT 标测图上的各种位置处,处理器计算,得自一个或多个虚拟起搏电势的电活动的传播。

[0026] 处理器通常考虑到电波传播基于初始虚拟起搏的选定位置以及该位置与解剖网格的每个点之间的近似时间差来构建新的 LAT 标测图:

[0027] ■ 开始时间 ( $t=0$ ) 被定义为模拟起搏的选定位置处的启动时间。

[0028] ■ 基于真实 LAT 标测图或标测图差异来计算传播的电波至解剖网格处的所有点的到达时间,和/或使用经调整的 LAT 标测图应用基于添加到 LAT 标测图的改进来计算。

[0029] 然后处理器将由模拟产生的模拟电活动与临床记录的心律失常的实际时间间隔 (即,通过心室的电导率的衰落时间) 进行比较。

[0030] 在一个实施方案中,处理器还基于所测量的时间间隔的比较,将等级指定给量化心律失常源的候选位置的可能性的虚拟起搏位置。医生可利用这些等级来优化后续诊断和治疗步骤。

[0031] 根据本发明所公开的技术执行模拟起搏,为医生指导可发生心律失常的可能位置。因此,模拟可降低医生在侵入式规程期间需要执行的许多起搏步骤。此外,本发明所公开的技术不受时间限制并且不受与实际侵入式起搏规程相关联的其他约束的限制 (例如,在可需要将导管操纵至难以到达的位置或者还难以稳定导管的心脏区域的起搏位置之间移动时)。因此,所公开的系统和方法可增加医生在随后的侵入式心脏治疗中成功的概率。此外,该模拟可排除心脏组织中的许多位置以不考虑为心律失常的候选起源,并且引导医

生心律失常的其他原因,从而可能缩短规程时间并简化工作流程。

[0032] 所公开的模拟起搏技术具有以下潜在优点:缩短侵入式诊断规程的持续时间,并且通过结合到计算机屏幕上的“虚拟起搏”的规程步骤,而不是通过将导管移动到所需位置并且由导管起搏,来减少手疲劳和导管的困难操纵。另外,本发明所公开的技术具有下述潜力:降低患者心脏的起搏负担并且避免长期心脏重塑的潜在风险,以及降低触发可危及患者生命的患者血液动力学不稳定心律失常的风险。

#### [0033] 系统说明

[0034] 图1为根据本发明的实施方案的心脏3D导航和电生理信号电生理信号分析系统20的示意性图解。系统20可被配置成分析基本上任何生理参数或此类参数的组合。在本文的描述中,以举例的方式,假定所分析的信号为心脏内(IC)和/或心脏外(体表—BS)心电图(ECG)电位-时间关系。为了充分表征此类关系,各个位置处的信号需要适时彼此参考,例如在生成LAT标测图期间完成。时间参照通过相对于参考时间(例如,示例)进行测量来实现的,例如ECG参考信号的每个QRS复合波的开始(即,每个心跳的开始)。用于生成LAT标测图的方法描述于上述的美国专利9,050,011中。

[0035] 为简洁和清晰起见,除非另外指明,否则下述描述均假定是其中系统20使用探针24来测量心脏34的实际电活动的研究规程。假定探针的远侧端部32具有用于电极22。除其他用途外,所测量的信号用于创建患者26的心脏34的至少部分壁组织的LAT标测图。

[0036] 通常,探针24包括导管,所述导管在系统20的医生28执行标测规程期间插入患者26体内。在该规程期间,假定患者26连接到接地电极23。此外,假定电极29在心脏34的区域连接到患者26的皮肤。

[0037] 系统20可由系统处理器40控制,所述系统处理器40包括与存储器44通信的处理单元42。在一些实施方案中,被包括在系统处理器40中的存储器44存储患者26的心脏34的至少部分壁组织的LAT和/或电压标测图62。除此之外或作为另外一种选择,存储器44可存储其他患者的标测图。此外,包括存储器的任何其他处理器(即,不一定是系统20的部分)可存储一个或多个标测图。处理器40通常被安装在控制台46中,所述控制台包括操作控制器38,所述操作控制器38通常包括专业人员28用来与处理器互动的定位装置39,例如鼠标或轨迹球。

[0038] 处理器40(具体地讲,处理单元42)运行软件,该软件包括探针跟踪器模块30、ECG模块36、以及包括LAT分析模块35的心律失常模拟模块,以操作系统20和/或LAT分析模块35来运行心脏起搏模拟(使用存储在存储器44中的LAT或经调整的LAT标测图62),以便对心律失常进行建模。模拟的心脏起搏可通过医生20或助理操作员在所需位置点击屏幕以进行模拟起搏或者以任何其他方式来实现。模拟起搏的推荐区域还可由处理器40显示。

[0039] 将由处理器40执行的操作的结果在显示器48上呈现给医生28,所述显示器48通常为医生呈现图形用户界面、由电极22感测的ECG信号的视觉表示和/或正在被研究的心脏34的图像或标测图。在一个实施方案中,LAT分析模块35向医生呈现LAT标测图,该LAT标测图使用标测图上的一个或多个位置更新,其中模拟心律失常起源于这些位置。例如,软件可以电子形式通过网络下载到处理器40,或者另选地或除此之外,该软件可被提供和/或存储在非临时性有形介质(诸如磁存储器、光学存储器或电子存储器)上。

[0040] ECG模块36被联接以便接收来自电极22和电极29的实际电信号。模块被配置成分

析所述实际信号并且可将分析结果以标准ECG格式(通常为随时间移动的图形表示)呈现在显示器48上。

[0041] 探针跟踪器模块30通常在患者26的心脏内跟踪探针24的远侧端部32的位置。跟踪器模块可使用本领域已知的用于位置跟踪探针的任何方法。例如,模块30可操作基于磁场的位置跟踪子系统。(为简洁起见,图1中未示出此类子系统的部件。)

[0042] 作为另外一种选择或除此之外,跟踪器模块30可通过以下方式跟踪探针24,即测量电极23、电极29与电极22之间的阻抗,以及可位于探针上的其它电极的阻抗。(在这种情况下,电极22和/或电极29可提供ECG和位置跟踪信号两者。)由Biosense Webster(Irvine, California)生产的**Carto3<sup>®</sup>**系统使用磁场位置跟踪和阻抗测量两者以用于位置跟踪。

[0043] 使用跟踪器模块30,处理器40能够测量远侧端部32的位置。此外,使用跟踪器模块30和ECG模块36两者,处理器能够测量远侧端部的位置以及在这些特定位置处检测到的实际电信号的LAT。为清楚起见,在本公开和权利要求书中,不具有相关联LAT测量的远侧端部的测量位置在本文中被称为非LAT位置,并且仅用于生成心脏34的内壁组织的三维(3D)LAT标测图的解剖分量。具有相应LAT测量的远侧端部的测量位置称为LAT位置,并且随后用于尝试模拟心律失常。

[0044] 用于心律失常建模的心脏起搏模拟

[0045] 图2为根据本发明的实施方案的心脏34的LAT标测图62的示意性图解。为简单起见,图2中仅示出了内壁组织的完整标测图的部分。LAT标测图62被表述为包括多个非LAT位置点64的多数的网格,所述网格的位置已被跟踪器模块30评估以便创建标测图62的解剖分量。在一个实施方案中,处理器40通过直的点间线66连接点64,以便形成所连接的平面三角形70的网格。连接的三角形70形成近似心脏内壁组织表面的表面。可应用其他解剖重建的方法,例如**CARTO<sup>®</sup> SEG CT/MRI**导入,并且可使用重建的其他形式,例如由快速解剖标测产生的网格。

[0046] 图62还示出LAT位置68,每个LAT位置具有相关联的LAT值(简称为“LAT”)。通常,在与处理器40所用时间不同的时间段评估LAT位置及其相关联的LAT,以生成标测图62的解剖分量。至于非LAT位置,除其他原因之外,LAT位置被调整至参考时间,以便校正心壁运动。原则上,LAT位置68应当与三角形70的表面对准,因为两种类型的位置,LAT位置和非LAT位置,应当位于心脏组织壁上。

[0047] 心脏的电活动可被认为是电势波,其在窦房节点处的每次心跳开始时启动,并穿过心肌传播。在心脏的腔壁上的任何点处,在那个点处的LAT是由穿过该点传播的电势引起的。

[0048] 在LAT标测图62中,一个或多个LAT位置68A指出实际信号起搏位置,即,在产生标测图的过程中由导管电极22射入心脏壁组织内的实际电信号的位置。LAT位置68B指定测量位置,在此处感测所得的电活动(响应于所射入的实际信号),以便测量相应的LAT值。

[0049] 在一个实施方案中,LAT分析模块35应用模拟的电活动传播,以便通过模拟这种电活动传播来识别虚拟起搏位置68A,所述虚拟起搏位置在不同位置68B处所得(即,通过模拟)的模拟LAT模式与记录的临床心律失常之间提供最佳时间配合。例如,可获得导致虚拟LAT标测图和虚拟时间间隔的虚拟起搏与以所记录的心律失常为特征的时间间隔之间的最



佳拟合。

[0050] 在一些实施方案中,LAT分析模块35在利用被估计为心律失常电势源的一个或多个位置模拟刺激期间更新LAT标测图62。LAT分析模块35还将等级指定给LAT位置,这些等级量化这些候选位置引发心律失常的可能性。LAT分析模块35以数字和/或图形方式更新的LAT标测图62,其中等级可归因于一个或多个位置。接收到最高等级的模拟起搏位置68A可在导管插入术期间充当医生尝试的优先位置,以生成对应于所记录的心律失常的采集信号。随后,医生可消融临床识别位置附近的组织,以便例如隔离此类组织。

[0051] 图3为根据本发明的实施方案示意性地示出了在LAT标测图62上识别可发生心律失常的位置的方法的流程图。通过创建由虚拟起搏生成的模拟激活来识别所述位置,这基于预先收集的电解剖信号产生结果。

[0052] 该规程可开始于,基于所测量的LAT标测图62构建LAT标测图或经调整的LAT标测图,其中分析模块35在初始步骤70处计算所有LAT数据并将其置于存储在存储器44中的标测图62上。接着,在步骤72处,由处理器或用户选择虚拟源68A(即,模拟起搏的初始点)。在步骤74处,LAT分析模块35考虑真实传播数据并且计算来自虚拟源的传播。

[0053] 该方法现在前进到分析步骤76,在该分析步骤中,LAT分析模块35将等级指定给特定起搏位置68A,该特定起搏位置量化候选位置为心律失常源的可能性。在一个实施方案中,在更新标测图步骤78处,LAT分析模块35将指示,例如等级或图形,添加到LAT标测图62。

[0054] 当方法返回到选择初始点步骤72时,LAT分析模块35可重复该规程以选择另一个虚拟起搏的位置68A。

[0055] 图3所示的示例性流程图完全是为了概念清晰而选择的。在另选的实施方案中,可执行各个步骤来评估心律失常位置,例如利用另选的电生理标测图和/或模拟步骤以及以不同顺序执行上述步骤。

[0056] 尽管本文所述的实施方案主要论述缺血性室性心动过速的处理,但本文所述的方法和系统也可用于其他应用中,例如任何局灶性或内收性心律失常。

[0057] 因此应当理解,上面描述的实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文特定示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合两者以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述描述时将会想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,不同的是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应仅考虑本说明书中的定义。

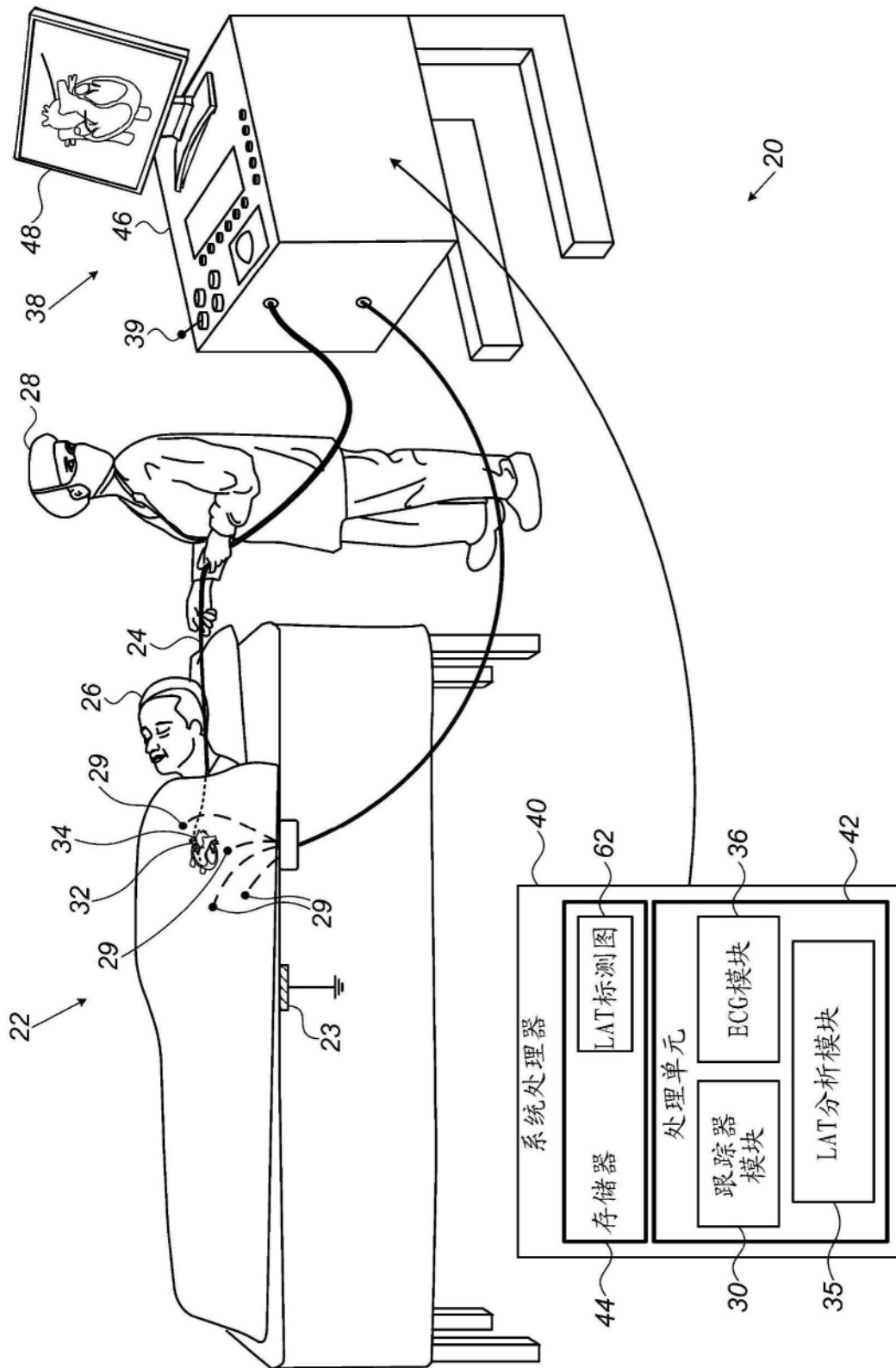


图1

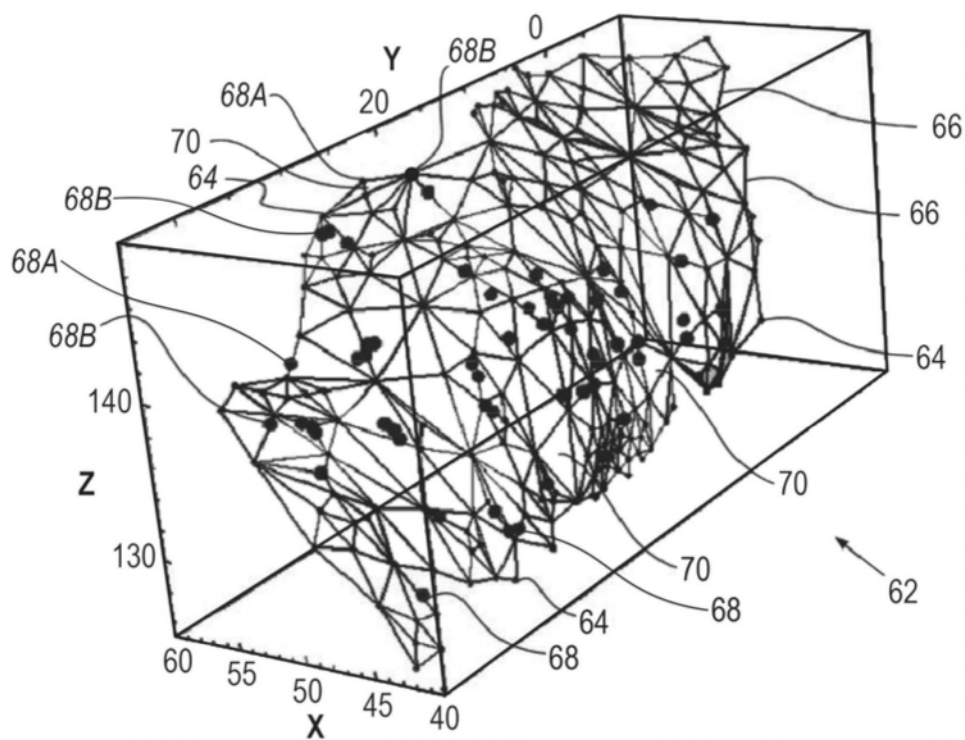


图2

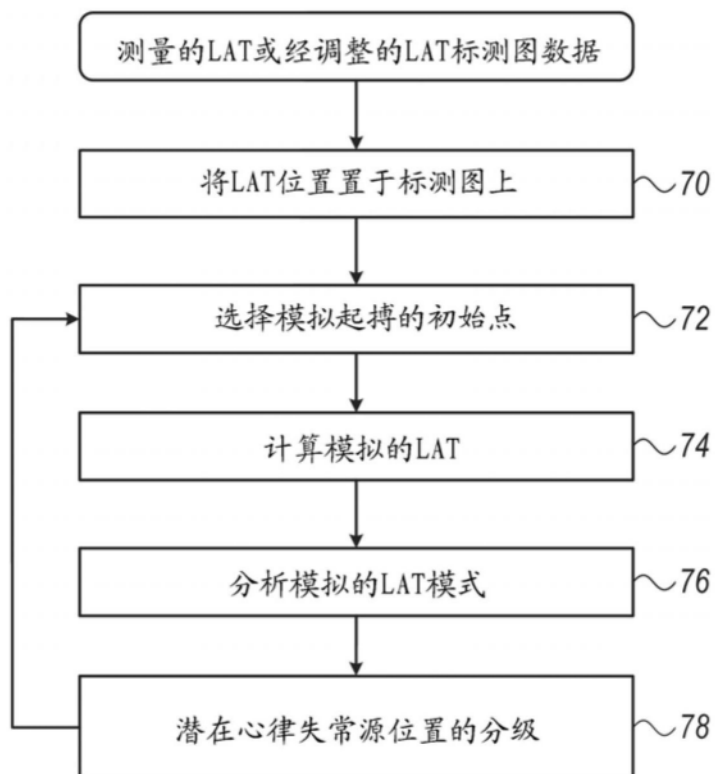


图3